




## Gradient coil assembly for use in an imaging system operating with nuclear spin resonance

**Patent number:** DE3444388  
**Publication date:** 1985-08-01  
**Inventor:** STAFFORD-ALLEN ROBIN (GB)  
**Applicant:** OXFORD MAGNET TECH (GB)  
**Classification:**  
- **international:** G01N24/08; H01F5/02  
- **european:** G01R33/385; G01R33/385F; H01F5/00  
**Application number:** DE19843444388 19841205  
**Priority number(s):** GB19830032505 19831206

**Also published as:**

 NL8403654 (A)  
 JP61082152 (A)  
 FR2557351 (A1)

**Report a data error here**

**Abstract of DE3444388**

In general, the invention relates to an imaging system operating with nuclear spin resonance for medical diagnostic purposes. In such a system, a current pulsed at a low frequency is applied to the gradient coils used for establishing the respective image section plane in the object examined (patient), as a result of which mechanical forces are exerted on the coils and the supporting body carrying them, with a frequency which is within the audible range and which become noticeable as a disturbing noise. This noise generation is to be reduced as much as possible by the invention. <??>A construction of the support or carrying body for the gradient coils is described in the form of an essentially cylindrical part in which annular parts and connecting parts connecting these annular parts to one another in the axial direction are machined out by means of suitable recesses, the annular parts being used for supporting and holding the legs of the gradient coils which are mainly active. Due to this configuration, in connection with the manufacture of the support body of a noise-absorbing material, an extensive reduction in the interfering noise generated is achieved.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



DEUTSCHES  
PATENTAMT

②① Aktenzeichen: P 34 44 388.6  
②② Anmeldetag: 5. 12. 84  
②③ Offenlegungstag: 1. 8. 85

DE 3444388 A1

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①  
06.12.83 GB 8332505

⑦① Anmelder:  
Oxford Magnet Technology Ltd., London, GB

⑦④ Vertreter:  
Wallach, C., Dipl.-Ing.; Koch, G., Dipl.-Ing.; Haibach,  
T., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Feldkamp, R., Dipl.-Ing.,  
Pat.-Anw., 8000 München

⑦② Erfinder:  
Stafford-Allen, Robin, Weston-on-the-Green,  
Bicester, Oxon, GB

⑤④ **Gradientenspulenaggregat zur Verwendung in einem mit Kernresonanz arbeitenden Abbildungssystem**

Die Erfindung betrifft allgemein ein mit Kernresonanz arbeitendes Abbildungssystem für Zwecke der medizinischen Diagnostik. In einem derartigen System werden die zur Festlegung der jeweiligen Bildschnittebene in dem untersuchten Objekt (Patient) dienenden Gradientenspulen mit einem niederfrequenten gepulsten Strom beaufschlagt, wodurch mechanische Kräfte auf die Spulen und den sie tragenden Stützkörper mit einer im Hörbereich liegenden Frequenz ausgeübt werden, die sich als störendes Geräusch bemerkbar machen. Durch die Erfindung soll diese Geräuscherzeugung so weit wie möglich reduziert werden.

Es wird eine Ausbildung des Stütz- bzw. Tragkörpers für die Gradientenspulen beschrieben, in Form eines im wesentlichen zylindrischen Teils, in welchem durch geeignete Ausnehmungen ringförmige Teile und diese in axialer Richtung miteinander verbindende Verbindungsteile herausgearbeitet werden, wobei die ringförmigen Teile zur Abstützung und Halterung der hauptsächlich wirksamen Schenkel der Gradientenspulen dienen. Durch diese Konfiguration in Verbindung mit der Herstellung des Stützkörpers aus einem geräuschabsorbierenden Material wird eine weitgehende Verringerung der störenden Geräuschbildung erreicht.

DE 3444388 A1

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Gradientenspulenaggregat zur Verwendung in einem mit Kernresonanz arbeitenden Abbildungssystem,  
g e k e n n z e i c h n e t durch  
einen Stütz- bzw. Tragkörper (15, Fig. 2), welcher mehrere Ringteile (55,56,57,58, Fig. 3), die jeweils wenigstens einen der hauptsächlich wirksamen Schenkel (23,24,25,26) einer Gradientenspule abstützen, sowie mehrere sich allgemein in Axialrichtung des Magneten erstreckende, die Ringteile (55 - 58) miteinander verbindende Verbindungsteile (59) aufweist.
2. Gradientenspulenaggregat nach Anspruch 1,  
dadurch g e k e n n z e i c h n e t ,  
daß die Ringteile (55 - 58) flexible Halterungen für die hauptsächlich wirksamen Schenkel der Gradientenspule bilden.
3. Gradientenspulenaggregat nach Anspruch 1 oder 2,  
dadurch g e k e n n z e i c h n e t ,  
daß die Ringteile (55 - 58) und Verbindungsteile (59) einstückig aus einem einzigen zylindrischen Teil herausgearbeitet sind.
4. Gradientenspulenaggregat nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3,  
dadurch g e k e n n z e i c h n e t ,  
daß der Stütz- bzw. Tragkörper vier Ringteile (55 - 58) aufweist.
5. Gradientenspulenaggregat nach einem oder mehreren der

./.

vorhergehenden Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Ringteile (55 - 58) und Verbindungsteile (59)  
miteinander im wesentlichen rechteckige Öffnungen bilden.

6. Gradientenspulenaggregat nach einem oder mehreren der  
vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Ringteile (55 - 58) aus einem geräuschabsorbieren-  
den Material hergestellt sind.

7. Gradientenspulenaggregat nach einem oder mehreren der  
vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die hauptsächlich wirksamen Schenkel (23,24,25,26)  
der Gradientenspulen auf den Ringteilen (55 bis 58)  
flexibel gehalten sind.

Patentanwälte

Europäische Patentvertreter

European Patent Attorneys

-3-  
3444388

Dipl.-Ing. Curt Wallach

Dipl.-Ing. Günther Koch

Dipl.-Phys. Dr. Tino Haibach

Dipl.-Ing. Rainer Feldkamp

D-8000 München 2 · Kaufingerstraße 8 · Telefon (0 89) 2 60 80 78 · Telex 5 29 513 wakai d

Datum: 5. Dez. 1984

Unser Zeichen: 18072 H/Bu

Oxford Magnet Technology, London, England

---

Gradientenspulenaggregat zur Verwendung  
in einem mit Kernresonanz arbeitenden  
Abbildungssystem

---

Die Erfindung betrifft mit Atomkernresonanz arbeitende Abbildungssysteme zur Verwendung in der diagnostischen Medizin. Die Prinzipien der Resonanzanregung von Atomkernen unter Verwendung magnetischer Felder sind bekannt. Atomkerne, die in ein starkes Magnetfeld gebracht und mit einer bestimmten Hochfrequenz stimuliert werden, emittieren meßbare HF-Signale. Dieses Phänomen zeichnet alle stabilen Atomkerne aus, welche eine ungerade Anzahl von Protonen oder Neutronen oder beiden enthalten. Diese Teilchen besitzen zwei wichtige Eigenschaften, ein Spin-Moment und ein magnetisches Moment und sie können mit einem umlaufenden Magnetkreisel verglichen werden.

Annähernd zwei Drittel aller stabilen Atomkerne haben Spin- und magnetische Momente. Der Wasserstoffkern, oder das Proton, ist der einfachste Kern dieses Typs. Er ist auch das im menschlichen Körper am meisten verbreitete Element, da annähernd zwei Drittel des menschlichen Körpers aus Wasser bestehen.

./.

Bei der Abbildung (Durchleuchtung) unter Verwendung von magnetisch induzierter Kernresonanz wird der Patient gleichzeitig drei verschiedenen Energiequellen ausgesetzt:

1. einem statitischen Magnetfeld hoher Stärke
  2. einem zeitveränderlichen oder Gradientenmagnetfeld von deutlich geringerer Stärke sowie
  3. dem hochfrequenten Magnetfeld
- 1) Das Magnetfeld hoher Feldstärke beeinflusst die Protonen im Körper des Patienten. Ohne dieses Feld wären die Protonen regellos zufällig orientiert; bei Einbringung in dem Magnetfeld sind die Protonen entweder mit dem Magnetfeld ausgerichtet oder entgegengesetzt hierzu (es gibt keinen Zwischenzustand), und zwar stehen mehr Protonen in Ausrichtung mit dem Magnetfeld, als entgegengesetzt hierzu, da ihr Energiezustand dies begünstigt. Da mehr Protonen in Ausrichtung mit dem Feld als entgegengesetzt hierzu vorliegen, besteht eine Magnetisierung in der allgemeinen Richtung des Magnetfeldes, und in einem Gleichgewichtszustand ist die Magnetisierung mit dem Magnetfeld ausgerichtet in ähnlicher Weise wie bei einer Kompaßnadel im Erdmagnetfeld. Falls die Protonen aus der Richtung des Magnetfeldes ausgelenkt werden, kehren sie nicht direkt in den Gleichgewichtszustand zurück, vielmehr rotieren sie in ständig abnehmenden Kreisen um die Richtung des Magnetfeldes, so wie Kreisel unter der Einwirkung eines Kraftimpulses eine Präzessions-Bewegung ausführen. Das Verhalten der Protonen im Verlauf des Abklingens der Präzession liefert eine Information über die Art des Materials in dem jeweils untersuchten Schnitt,

und diese Information wird in Form eines Bildes für die medizinische Untersuchung reproduziert.

Das Magnetfeld hoher Stärke wird von einem Supra-Leitfähigkeitsmagneten erzeugt. Dieser besteht aus einem den Magneten enthaltenden hohlzylindrischen Behälter, der hermetisch dicht verschlossen ist und in welchem der Supraleitungsmagnet in flüssigem Helium bei etwa 4°K betrieben wird.

- 2) Das zeitveränderliche oder Gradienten-Magnetfeld wird von Wicklungen erzeugt, mittels welchen das Gradientenfeld dem Hauptfeld überlagert werden kann, wodurch ebene Bildschnitte durch Teile des Patientenkörpers gelegt werden können. Diese Wicklungen umfassen üblicher Weise X,Y und Z-Gradienten-Spulen und die betreffenden erforderlichen Wicklungen können einen Feldgradienten rechtwinklig zu der gewünschten Bildsehnittebene erzeugen.

Sobald das HF Signal angelegt wird, sind die erforderlichen Resonanzbedingungen für die Anregung der Kerne nur in der einen Ebene erfüllt, die untersucht werden soll, während im übrigen Teil des Patientenkörpers das Magnetfeld und die zur Resonanz erforderliche Frequenz entweder zu groß oder zu klein sind.

- 3) Das hochfrequente Magnetfeld ("radio frequency magnetic field") wird durch weitere Wicklungen erzeugt. Die Frequenz wird im Sinn einer Resonanzanregung der Kerne gewählt; wie oben beschrieben lenkt dieses Feld die Kerne aus der Richtung des magnetischen Hauptfeldes aus, wodurch eine Präzession hervorgerufen wird.



Die hochfrequenten Spulen sind auf einem zylindrischen Form- oder Schablonenkörper angeordnet, und dieses Aggregat paßt in die Zylinderform der X, Y und Z Spulen.

Die Gradientenspulen werden mit einem gepulsten Gleichstrom von annähernd Rechteck-Impulsform beaufschlagt, wobei die Stromflußdauer (Impulsdauer) verschieden von der Zeit ist, während welcher der Strom Null ist (Impulspausen). Der Strom ist mit einer Frequenz im Bereich von 1 Hz bis 20 Hz gepulst, wobei die jeweilige tatsächliche Frequenz durch das Gesamt-Steuer- und Regelsystem der Abbildungsvorrichtung in Anpassung an die Betriebserfordernisse des Systems eingestellt wird.

Beim Durchgang eines gepulsten Stroms durch einen Leiter, der quer zu einem Magnetfeld liegt, wird auf den Leiter eine pulsierende Kraft ausgeübt; und es kann notwendig sein, den Leiter gegenüber dieser Kraft mechanisch zu halten und abzustützen. Im Fall der Gradientenspulen sind die durch den pulsierenden Strom erzeugten Kräfte genügend groß, um eine Schwingung der Spulen und eine Auslenkung bzw. Verformung des Form- bzw. Schablonenkörpers zu einer Oszillation hervorzurufen.

Diese Erscheinung wirkt im Sinn der Erzeugung eines Geräuschs mit der Frequenz des pulsierenden Stroms, das daher im Hörbereich, wenn auch am unteren Ende, liegt und für Patienten und Bedienungspersonal häufig aufdringlich und störend ist. Aufgabe und Zweck der vorliegenden Erfindung ist die Schaffung eines Gradientenspulenaggregats, bei dem das von dieser Quelle herrührende Geräusch erheblich reduziert ist.

Die Erfindung betrifft somit ein Gradientenspulenaggregat

./.

zur Verwendung in einem mit Kernresonanz arbeitenden Abbildungssystem.

Erfindungsgemäß ist ein als Trag- bzw. Stützkörper für die Gradientenspulen dienender Form- bzw. Schablonenkörper vorgesehen, welcher mehrere Ringteile, die jeweils wenigstens einen der hauptsächlich wirksamen Schenkel einer Gradientenspule abstützen, sowie mehrere sich allgemein in Axialrichtung des Magneten erstreckende, die Ringteile miteinander verbindende Verbindungsteile aufweist.

Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung sind flexible Hälterungen für den Gradientenspulen-Trag- bzw. Stützkörper vorgesehen, wodurch die Geräuschübertragung reduziert wird.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist der Gradientenspulen-Stütz- bzw. Tragkörper aus einem geräuschabsorbierenden Material hergestellt.

Im folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung beschrieben; in dieser zeigen

Fig. 1 in Stirnansicht eine Magnetanordnung zur Verwendung in der diagnostischen Medizin,

die Fig. 2,  
3 bzw. 4 in Stirnansicht, Vorderansicht bzw. Draufsicht ein Gradientenspulenaggregat für die Magnetanordnung aus Fig. 1,

Fig. 5 in schematischer, perspektivischer Ansicht die Wicklungen der Gradientenspulen des Aggregats aus den Fig. 2 bis 4.

Gemäß Fig. 1 weist die Magnetanordnung einen zylindrischen Hohlkörper 10 auf, welcher einen in flüssigem Helium bei etwa  $4^{\circ}\text{K}$  betriebenen Supraleitfähigkeits-Magneten enthält. Nach dem Anfahren des Magneten und sobald Strom in ihm zirkuliert, wird - je nach Konstruktion, Auslegung und Betriebsbedingungen der Magnetanordnung - ein Magnetfeld zwischen 0,2 T und 2,5 T erzeugt. In dem Behälter 10 ist konzentrisch ein Gradientenspulenaggregat 11 angeordnet, und in diesem Gradientenspulenaggregat 11 seinerseits konzentrisch ein HF Spulenaggregat 12.

Wie aus den Fig. 2 bis 4 ersichtlich, weist das Aggregat 11 einen zylindrischen Form- bzw. Schablonenkörper 15 auf, auf dem ein Satz X-Spulen 16, ein Satz Y-Spulen 17 sowie ein Satz Z-Spulen 18 gewickelt sind. Die X-Spulen und die Y-Spulen umfassen jeweils zwei diametral gegenüberliegend angeordnete Wicklungssätze; die X und Y Spulen sind hinsichtlich Form und Magnetstärke im wesentlichen gleichartig

und unterscheiden sich nur darin, daß sie in Umfangsrichtung um  $90^{\circ}$  gegeneinander versetzt angeordnet sind.

Fig. 3 zeigt in Seitenansicht die X-Spulen, wobei die Y-Spulen aus Gründen der Übersichtlichkeit entfernt sind. Es ist eine Wicklung 20 der beiden diametral gegenüberliegenden Sätze von Wicklungen der X-Spulen sichtbar. Die Wicklung 20 besteht aus einem einzigen Stück eines Leiters von rechteckigem Querschnitt, der zu zwei im wesentlichen rechteckigen Sätzen von Windungen 21 und 22 gewickelt ist, die entlang dem Form- bzw. Schablonenkörper in axialem Abstand voneinander angeordnet sind. Die Leiterwindungen sind dabei der zylindrischen Form des Schablonenkörpers 15 angepaßt.

Die Rechteckig-Windungen 21 weisen jeweils gegenüberliegende geradlinige Seitenstücke 23 und 24 auf, wo die einzelnen Windungen des Leiters benachbart nebeneinander liegen. Die Windungen 22 besitzen ebenfalls derartige Seiten-Teile 25 und 26. Diese Leiter-Seitenabschnitte 23 bis 26 bilden die hauptsächlich wirksamen Schenkel der Spule und liefern in Kombination mit den hauptsächlich wirksamen Schenkeln der anderen, diametral gegenüberliegenden Sätze von X-Wicklungen das Gradientenfeld der X-Spule.

In den anderen gegenüberliegenden Abschnitten 27 und 28 sowie 29 und 30 verlaufen die Wicklungen parallel zur Achse des Magneten und liegen in gegenseitigem Abstand. Sie liefern nur einen Beitrag zu dem Magnetfeld parallel zur Achse des Magneten, tragen jedoch nicht zu dem querverlaufenden Gradientenfeld bei.

Die Enden des Leiters sind bei 31 herausgeführt; die Enden

./.

der anderen, diametral gegenüberliegenden X-Wicklungen sind bei 32 ebenfalls sichtbar. Des weiteren sind die Enden 33, 34 der beiden Wicklungssätze der Y-Spule und die Enden 35, 36 der beiden Wicklungssätze der Z-Spule (die weiter unten beschrieben werden) sichtbar. In Fig. 3 ist nur eine der X-Spulen gezeigt; die andere, diametral gegenüberliegende Spule ist zu der dargestellten Spule spiegelbildlich, und die beiden Y-Spulen sind von gleicher Art wie die X-Spulen, lediglich mit dem Unterschied, daß sie diesen gegenüber um  $90^\circ$  versetzt sind.

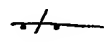
In Fig. 5 ist schematisch der Stromweg durch eine der Wicklungen der X-Spulen dargestellt. Die aufeinanderfolgenden Abschnitte des Leiters sind mit 40 bis 51 bezeichnet. Die Eintrittszuleitung wird von dem Abschnitt 40 gebildet; die Abschnitte 41 bis 44 repräsentieren sechs Windungen des Leiters auf der tatsächlichen Spule; der Abschnitt 45 dient zur Stromzufuhr zu dem zweiten Teil der Spule, wo die Abschnitte 46 bis 50 wiederum weitere sechs Windungen des Leiters in der tatsächlichen Spule wiedergeben; der Abschnitt 51 bildet die Rückleitung.

Der Form- bzw. Schablonenkörper 15 ist im wesentlichen zylindrisch. Jedoch weist der Form- bzw. Schablonenkörper vier in axialem Abstand voneinander angeordnete Ringbereiche 55 bis 58 auf, deren jeder jeweils die erforderliche mechanische Halterung für zwei diametral gegenüberliegende hauptsächlich wirksame Schenkel der X-Spule und zwei diametral gegenüberliegende hauptsächlich wirksame Schenkel der Y-Spulen bilden. Die Ringe sind miteinander durch einstückige Längsabstandshalter 59 verbunden, derart daß der Form- bzw. Schablonenkörper 15 in einfacher Weise aus einem

einstückigen zylindrischen Rohr herstellbar ist, aus welchem annähernd rechteckige Ausnehmungen ausgeschnitten werden, wodurch die Ringe 55 und 58 und die Abstandshalter 59 gebildet werden. Der Form- bzw. Schablonenkörper ist aus einem starren, nicht magnetischen Material wie beispielsweise Glasfaser mit Harz imprägnierung, Spiralpapierwickel mit Harz imprägnierung oder als Textilharzmatrixkörper, hergestellt. Das Material für den Form- bzw. Schablonenkörper muß hohe Biegefestigkeit und einen hohen Elastizitätsmodul aufweisen. Die mechanische Lagerung für die Wicklungen wird durch nicht-magnetische Halterungen bewirkt, welche die Wicklungen an dem Form- bzw. Schablonenkörper befestigen.

Infolge der erfindungsgemäßen Ausbildung des Form- bzw. Schablonenkörpers bewirken die in den Wicklungen der X- und Y-Spulen erzeugten oszillierenden Magnetkräfte keine nennenswerte Geräuschausbreitung. Außerdem wird der Form- bzw. Schablonenkörper aus einem geräuschabsorbierenden Material hergestellt, wodurch jegliche Betriebsgeräusche gedämpft werden. Außerdem ist das gesamte Gradienten-Spulenaggregat in dem Hauptmagnet auf flexiblen Halterungen montiert, was ebenfalls zur Dämpfung jeglicher Betriebsgeräusche beiträgt.

Die Z-Spulen umfassen jeweils eine Reihe von in Umfangsrichtung gewickelten Windungen, die jeweils zentrisch bezüglich einer der X- und Y-Spulenzentren angeordnet sind. Die Z-Spulen sind jeweils aus einem einzigen Leiter gewickelt, und die Zu- und Rückleitungsanschlüsse sind bei 60,61 herausgeführt. Diese Wicklungen erzeugen ein Magnetfeld in axialer Richtung; sie üben keinerlei in Durchmesserichtung verlaufende mechanische Kraft auf den Form- bzw. Schablonenkörper aus, noch tragen sie zu irgendeiner mechanischen Geräuscherzeugung bei.



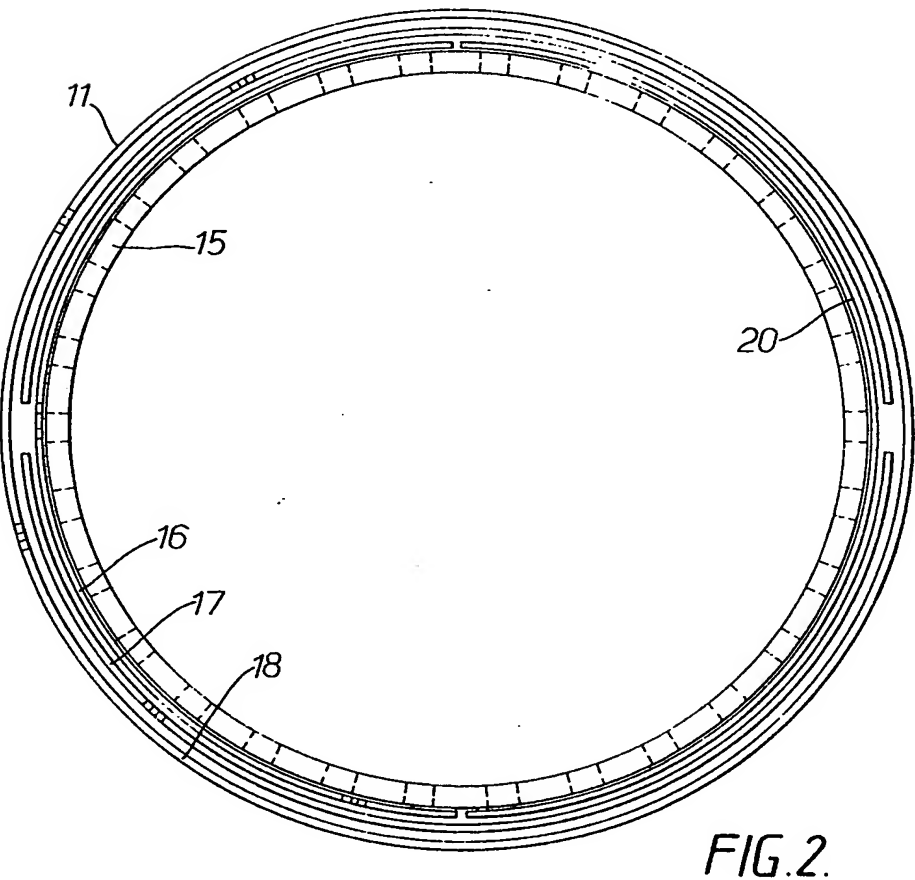
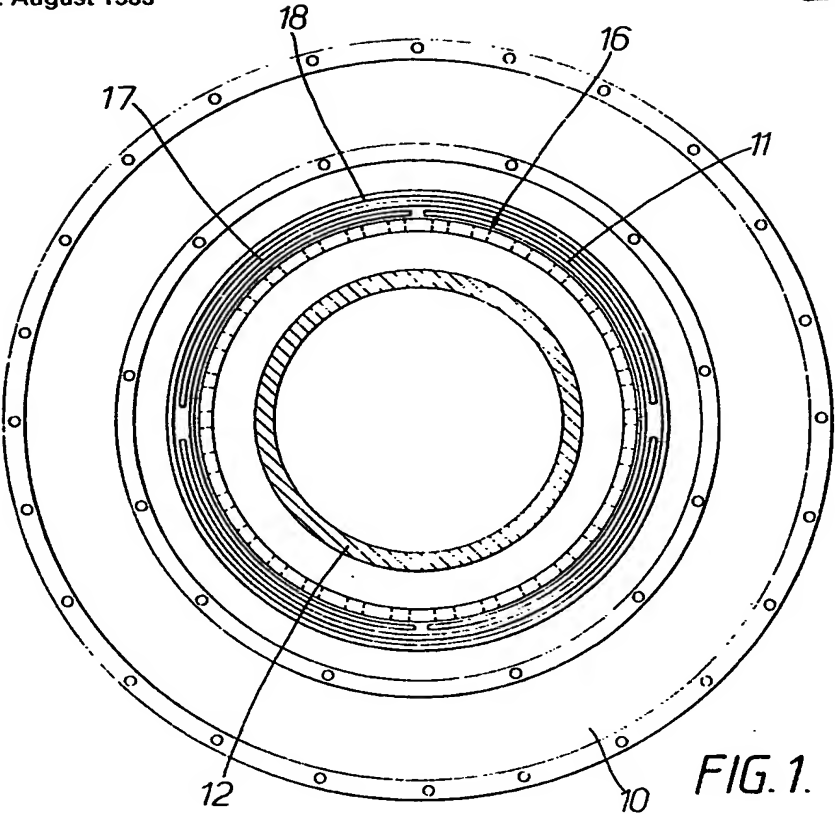
Nummer:  
Int. Cl.<sup>3</sup>:  
Anmeldetag:  
Offenlegungstag:

34 44 388  
G 01 N 24/08  
5. Dezember 1984  
1. August 1985

-15-

3444388

NACHRICHTEN







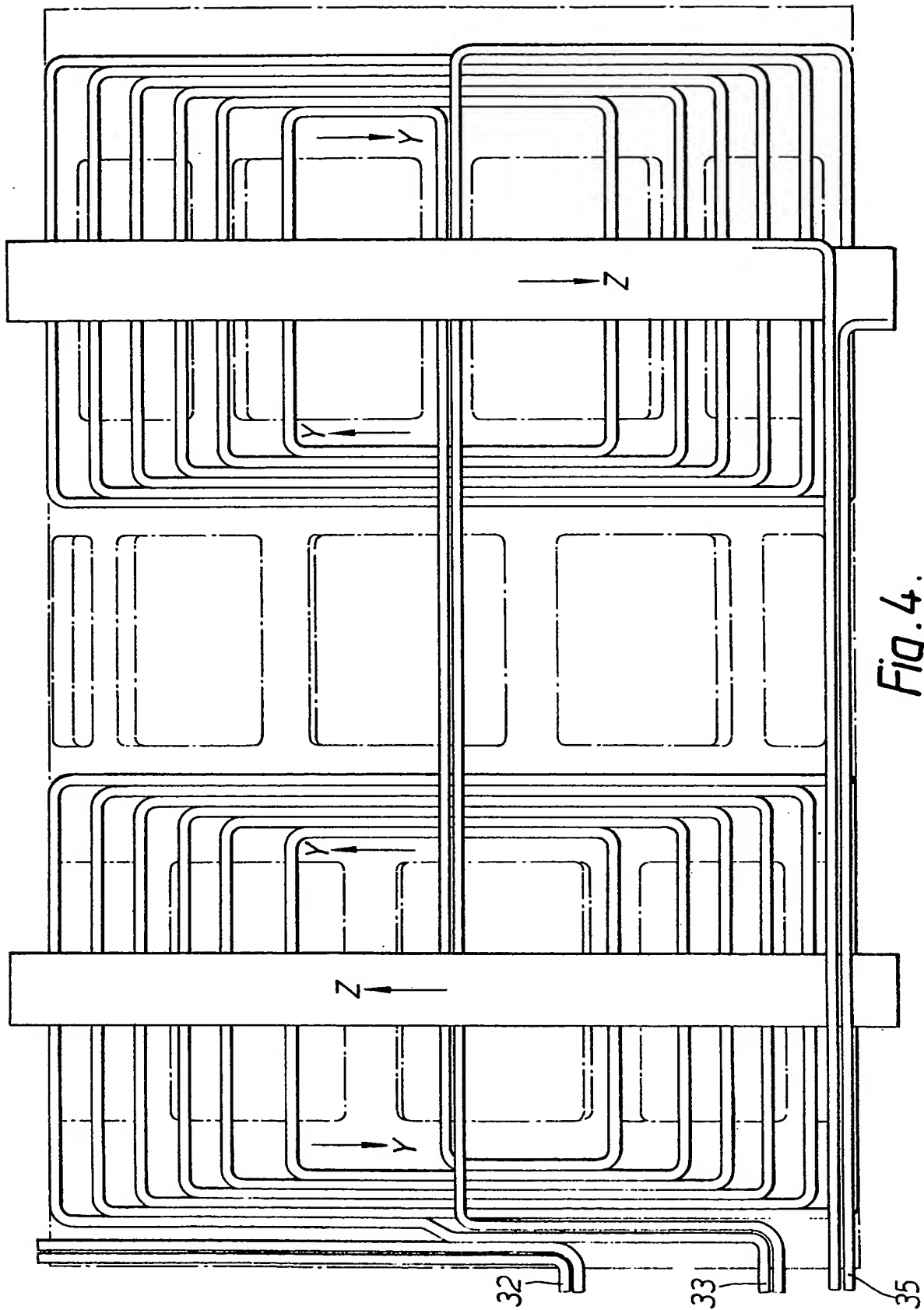


Fig. 4.

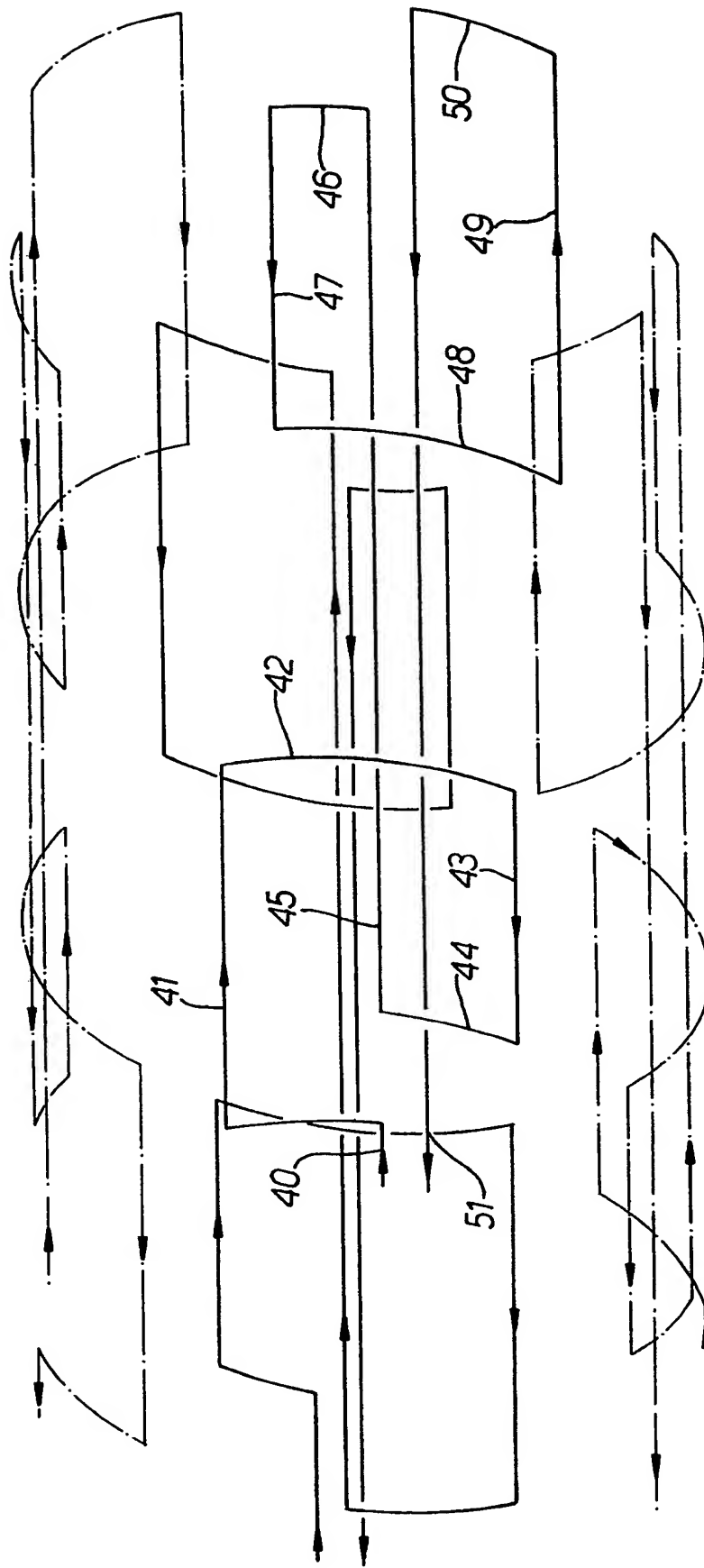


Fig. 5.